

# Vecteurs de Stokes rétrodiffusés par des milieux diffusants : estimation du facteur d'anisotropie et du coefficient de diffusion réduit

## Backscattered stokes vectors of scattering media: Anisotropy factor and reduced scattering coefficient estimation

J. Falconet<sup>a</sup>, R. Sablong<sup>a</sup>, E. Perrin<sup>a,\*</sup>, F. Jaillon<sup>b</sup>, H. Saint-Jalmes<sup>c,d</sup>

<sup>a</sup> Inserm U630, INSA-Lyon, CRÉATIS-LRMN, CNRS UMR 5220, université Claude-Bernard Lyon-1, 69616 Villeurbanne cedex France

<sup>b</sup> National University of Singapore, Singapore

<sup>c</sup> PRISM, IFR 140 GFAS, faculté de médecine, université de Rennes-1, Rennes, France

<sup>d</sup> Centre Eugène-Marquis, département d'imagerie, Rennes, France

Reçu le 10 juillet 2007 ; accepté le 23 décembre 2007

Disponible sur Internet le 4 mars 2008

---

### Résumé

La caractérisation optique des tissus biologiques est un enjeu important pour le diagnostic médical et plus particulièrement pour la détection précoce de tissus cancéreux. Les méthodes de caractérisation permettent généralement d'estimer le coefficient d'absorption  $\mu_a$  et le coefficient de diffusion réduit  $\mu'_s$ . Quelques méthodes permettent également d'estimer le facteur d'anisotropie  $g$ , mais la plupart sont invasives. Nous proposons une nouvelle méthode non invasive permettant l'estimation de  $g$  et de  $\mu'_s$  en lumière polarisée. Elle repose sur l'analyse de Fourier de l'élément  $Q$  du vecteur de Stokes rétrodiffusé par un milieu turbide. Les images de ces éléments  $Q$  présentent des motifs spécifiques dépendants de  $g$ , alors que la taille de ces motifs dépend plutôt de  $\mu'_s$ . L'utilisation de descripteurs de Fourier (DF) sur des données simulées et expérimentales met en valeur les informations géométriques recherchées dans l'élément  $Q$ , qui permettent de déterminer le facteur d'anisotropie et le coefficient de diffusion réduit.

© 2008 Publié par Elsevier Masson SAS.

### Abstract

Optical characterization of biological tissues is of real interest to improve medical diagnosis and in particular in the detection of precancerous tissues. The reduced scattering coefficient  $\mu'_s$  and the absorption coefficient  $\mu_a$  are the most commonly retrieved coefficients. Some methods also allow to obtain the anisotropy factor  $g$ , but only few of them are noninvasive. We propose a new noninvasive method allowing the estimation of the anisotropy factor and the reduced scattering coefficient with polarized incident light. This method is based on the image analysis of the  $Q$ -element of Stokes vector backscattered from the turbid medium. These  $Q$ -element images show specific patterns depending on  $g$ , and  $\mu'_s$  is determined by the size of the patterns. Therefore, the use of Fourier descriptors (FD) on simulated and experimental data to discriminate the specific geometrical features of the  $Q$ -element enables the determination of the anisotropy factor and the scattering coefficient.

© 2008 Publié par Elsevier Masson SAS.

*Mots clés* : Caractérisation optique ; Descripteurs de Fourier ; Facteur d'anisotropie ; Milieux diffusants

*Keywords*: Anisotropy factor; Fourier descriptors; Optical characterization; Scattering media

---

## 1. Introduction

L'imagerie optique est un moyen non invasif d'analyser les milieux diffusants, ce qui est d'un grand intérêt pour l'aide au diagnostic dans les tissus biologiques [1]. Ces milieux peuvent être caractérisés par le coefficient d'absorption  $\mu_a$ , le coefficient

---

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [emmanuel.perrin@univ-lyon1.fr](mailto:emmanuel.perrin@univ-lyon1.fr) (E. Perrin).

de diffusion  $\mu_s$  et le facteur d'anisotropie  $g$ . À partir de ces deux coefficients est défini le coefficient de diffusion réduit  $\mu'_s$ , selon la relation suivante :

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g) \quad (1)$$

$\mu'_s$  peut aussi être défini comme l'inverse de la longueur à partir de laquelle on peut considérer que la diffusion devient isotrope. Cette longueur notée  $\lambda'_s$  est habituellement appelée libre parcours moyen de transport :

$$\lambda'_s = \frac{1}{\mu'_s} \quad (2)$$

Dans le cas des milieux biologiques, la diffusion de la lumière est due à l'hétérogénéité des structures intra- et extracellulaires qui constituent les tissus [2]. La taille des éléments diffusants influençant directement  $g$ , on peut penser que l'estimation de  $g$  améliore la caractérisation des tissus. Or peu d'études ont été menées pour développer des méthodes non invasives d'estimation de paramètres qui donneraient des informations sur le facteur d'anisotropie. Par exemple, Joshi et al. [3] utilisent une illumination oblique, Menon et al. [4] éclairent un milieu simulé avec de la lumière collimatée angulairement et mesurent la lumière rétrodiffusée à différents angles pour déterminer  $\mu_s$  et  $g$ , et Hayakawa et al. [5] réalisent des mesures de l'irradiance résolues spatialement et en les comparant à des prédictions ils obtiennent ce qu'ils nomment le coefficient d'asymétrie.

Une méthode résolue spatialement appelée réflectance intégrale a été développée par notre équipe [6]. Un faisceau laser continu ( $\lambda = 670$  nm,  $P < 1$  mW) éclaire un milieu et une caméra CCD prend des images de la lumière rétrodiffusée par ce milieu. Le point d'entrée de la lumière dans le milieu définit l'origine de l'image. Grâce à la symétrie circulaire, l'intensité des pixels est intégrée sur des disques de rayon croissant, centrés sur l'origine. La courbe intégrale obtenue dépend de la distance à l'origine et peut être ajustée par une fonction exponentielle à deux paramètres qui sont reliés à  $\mu_a$  et  $\mu'_s$  [6]. Cependant,  $g$  ne peut être déterminé par ces profils de réflectance en lumière non polarisée. Toutefois, l'illumination du milieu par de la lumière polarisée linéairement entraîne l'apparition de motifs spécifiques dans les images de rétrodiffusion qui dépendent de la taille des particules diffusantes [7,8]. L'élément  $Q$  du vecteur de Stokes, somme des deux premiers éléments de la deuxième ligne de la matrice de Mueller, présente ainsi des motifs spécifiques de  $g$  (paramètre directement lié à la taille des éléments diffusants) (Fig. 1), qui permettent de retrouver ce paramètre [9]. Ces formes géométriques qui apparaissent dans les éléments  $Q$  du vecteur de Stokes rétrodiffusés sont analysées au moyen de descripteurs de Fourier (DF) [10]. Jusqu'à maintenant, cette méthode ne pouvait être appliquée qu'à des milieux dont  $\mu'_s$  était connu, ce qui était réalisé par la méthode de la réflectance intégrale. Dans la seconde partie de cet article le code de simulation Monte Carlo et le dispositif expérimental sont présentés et il est montré que  $\mu'_s$  peut également être déterminé par la taille des figures des éléments  $Q$ . La méthode proposée pour estimer  $g$  et  $\mu'_s$  est présentée, puis dans la troisième partie des résultats de simulation et expérimentaux sont exposés.

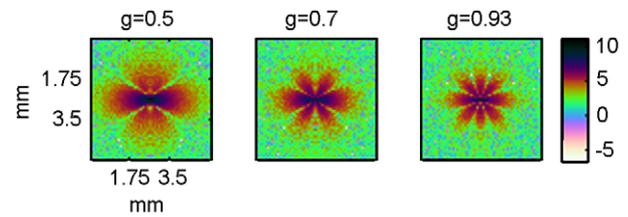


Fig. 1. Valeurs absolues des éléments  $Q$  des vecteurs de Stokes rétrodiffusés simulés pour des milieux de  $g$  différents.

$\mu'_s = 15 \text{ cm}^{-1}$ ;  $\mu_a = 0,01 \text{ cm}^{-1}$ . Images :  $250 \times 250$  pixels, champ de vue :  $5,25 \times 5,25$  mm. L'échelle de couleurs correspond à une échelle logarithmique des intensités. Différents motifs peuvent être observés en fonction de la valeur de  $g$ .

## 2. Matériel et méthode

### 2.1. Simulations Monte Carlo et dispositif expérimental

Un code Monte Carlo en lumière polarisée a précédemment été développé au laboratoire par Jaillon et Saint-Jalmes [11], à partir du code de Wang et al. [12]. Ce code est utilisé pour obtenir les vecteurs de Stokes rétrodiffusés par des milieux simulant les tissus. La Fig. 1 montre des exemples d'éléments  $Q$  de vecteurs de Stokes pour différents  $g$ . Schématiquement, on peut observer que plus  $g$  est élevé, plus le nombre de lobes est grand.

Expérimentalement, un faisceau laser continu ( $\lambda = 670$  nm,  $P < 1$  mW) éclaire un milieu dont la lumière rétrodiffusée est captée par une caméra CCD 2D. La lumière incidente est polarisée linéairement et un analyseur rotatif est placé devant la caméra. Le schéma du dispositif expérimental est présenté dans la Fig. 2. L'image de l'élément  $Q$ ,  $I_Q$ , est obtenue à partir des images avec les axes des polariseurs en configuration parallèle,  $I_{//}$ , et croisée  $I_{\perp}$ , selon la relation :

$$I_Q = \frac{(I_{//} - I_{//,\text{noir}})}{t_{//}} - \frac{I_{\perp} - I_{\perp,\text{noir}}}{t_{\perp}} \quad (3)$$

où  $t$  est le temps d'exposition des images correspondantes et l'indice noir signifie que les images sont acquises alors que la source lumineuse est éteinte.

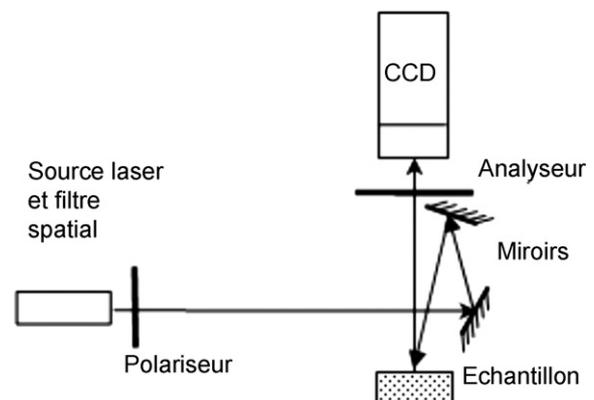


Fig. 2. Schéma du dispositif expérimental.

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/871278>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/871278>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)